

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problems Mailbox.**

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

09/889243

PCT/JP00/08012

日 本 国 特 許 庁

PATENT OFFICE  
JAPANESE GOVERNMENT

14.11.00

JP00/8012

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日  
Date of Application:

2000年 4月14日

REC'D 03 JAN 2001

WIPO PCT

出 願 番 号  
Application Number:

特願2000-113754

出 願 人  
Applicant (s):

松下電器産業株式会社

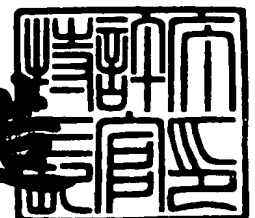
EKV

PRIORITY  
DOCUMENT  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

2000年12月15日

特許庁長官  
Commissioner,  
Patent Office

及川耕造



出証番号 出証特2000-3103627

【書類名】 特許願

【整理番号】 2892010214

【提出日】 平成12年 4月14日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 G01N 27/327

【発明者】

【住所又は居所】 香川県高松市古新町 8 番地の 1 松下寿電子工業株式会  
社内

【氏名】 宮崎 正次

【発明者】

【住所又は居所】 香川県高松市古新町 8 番地の 1 松下寿電子工業株式会  
社内

【氏名】 山西 永吏子

【特許出願人】

【識別番号】 000005821

【氏名又は名称】 松下電器産業株式会社

【代理人】

【識別番号】 100097445

【弁理士】

【氏名又は名称】 岩橋 文雄

【選任した代理人】

【識別番号】 100103355

【弁理士】

【氏名又は名称】 坂口 智康

【選任した代理人】

【識別番号】 100109667

【弁理士】

【氏名又は名称】 内藤 浩樹

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 011305

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9809938

【書類名】 明細書

【発明の名称】 薄膜電極の形成方法及び該薄膜電極を備えたバイオセンサ

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 真空雰囲気下において、励起された気体を基板の表面に衝突させることで前記基板の表面を粗面にする工程の後に、粗面にした前記基板の表面上に導電性物質よりなる薄膜電極層を形成する工程とを含むことを特徴とする薄膜電極の形成方法。

【請求項 2】 基板表面を粗面にする工程が、基板を真空槽内へ設置する工程と、真空槽を真空排気する工程と、気体を充填させる工程と、前記気体を励起しイオン化させ、前記基板に衝突させる工程を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の薄膜電極の形成方法。

【請求項 3】 基板が樹脂材よりなることを特徴とする請求項 1 に記載の薄膜電極の形成方法。

【請求項 4】 真空槽を真空排気する工程が、真空度  $1 \times 10^{-1} \sim 3 \times 10^{-3}$  パスカルの範囲であることを特徴とする請求項 2 に記載の薄膜電極の形成方法。

【請求項 5】 気体が不活性ガスであることを特徴とする請求項 2 に記載の薄膜電極の形成方法。

【請求項 6】 不活性ガスがアルゴン、ネオン、ヘリウム、クリプトン、キセノンの希ガスもしくは窒素であることを特徴とする請求項 5 に記載の薄膜電極の形成方法。

【請求項 7】 基板上に導電性物質よりなる薄膜電極層を形成する工程が、基板を真空槽内へ設置する工程と、真空槽を真空排気する工程と、気体を充填させる工程と、前記気体を励起しイオン化させ、導電性物質に衝突させることで、導電性物質の原子をたたき出し、前記基板上へ成膜する工程とを含むことを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれかに記載の薄膜電極の形成方法。

【請求項 8】 基板上に導電性物質よりなる薄膜電極層を形成する工程が、基板を真空槽内へ配置する工程と、真空槽を真空排気する工程と、導電性物質を加熱し蒸発させ、その蒸気を前記基板上へ成膜する工程とを含むことを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれかに記載の薄膜電極の形成方法。

【請求項 9】真空槽を真空排気する過程が、真空度  $1 \times 10^{-1} \sim 3 \times 10^{-3}$  パスカルであることを特徴とする請求項 7 または 8 に記載の薄膜電極の形成方法。

【請求項 10】気体が不活性ガスであることを特徴とする請求項 7 または 8 に記載の薄膜電極の形成方法。

【請求項 11】不活性ガスがアルゴン、ネオン、ヘリウム、クリプトン、キセノンの希ガスもしくは窒素であることを特徴とする請求項 10 に記載の薄膜電極の形成方法。

【請求項 12】基板表面を真空雰囲気下で励起された気体を衝突させることで粗面にする工程と、前記基板上に導電性物質よりなる薄膜電極層を形成する工程とが同一空間内で連続的に行われることを特徴とする請求項 1 から 11 のいずれかに記載の薄膜電極の形成方法。

【請求項 13】導電性物質が、貴金属もしくは炭素であることを特徴とする請求項 1 に記載の薄膜電極の形成方法。

【請求項 14】薄膜電極の厚みが  $5 \sim 100 \text{ nm}$  の範囲であることを特徴とする請求項 1 に記載の薄膜電極の形成方法。

【請求項 15】請求項 1 から 14 のいずれかの方法により形成された薄膜電極を備えるバイオセンサであって、前記薄膜電極上に試薬層を形成してなることを特徴とするバイオセンサ。

【請求項 16】試薬層が酵素を含むことを特徴とする請求項 15 に記載のバイオセンサ。

【請求項 17】試薬層が電子伝達体を含むことを特徴とする請求項 16 に記載のバイオセンサ。

【請求項 18】試薬層が水溶性高分子を含むことを特徴とする請求項 17 に記載のバイオセンサ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は液体試料中の測定対象物質を計測するバイオセンサ、およびこのバイオセンサに好適な薄膜電極の形成方法に関するものである。

## 【 0 0 0 2 】

## 【従来の技術】

液体試料中の特定の測定対象物質を計測するバイオセンサとして、例えば、特開平 5 - 1 9 6 5 9 5 号公報にあるように、血液中のグルコースとセンサ中に担持されたグルコースオキシダーゼ等の試薬との反応により得られる電流値を計測することにより、血糖値などを求めるものがある。

## 【 0 0 0 3 】

図 7 はそのような従来の血糖値測定用センサの電極部分の概略構成を示す断面図である。ポリエチレンテレフタレートのような絶縁性基板 1 上にスクリーン印刷等によりカーボンペーストを塗布・乾燥して形成されたカーボン電極 2 上には、酵素及び電子伝達体等が含まれた反応試薬層 3 が担持されている。

## 【 0 0 0 4 】

## 【発明が解決しようとする課題】

このようなセンサにおいては、センサ感度の向上を図るためには、反応試薬層とカーボン電極との濡れ性を高め、それらの密着性を良くする必要がある。

## 【 0 0 0 5 】

そこで従来は、カーボン電極の形成後に電極表面への研磨処理や熱処理等を施しており、工数が多いためにコストの増大や、研磨処理のバラツキ等によりセンサ精度にもバラツキが生じるという問題があった。

## 【 0 0 0 6 】

また、スクリーン印刷に用いられるカーボンペーストは、一般的に樹脂バインダー、グラファイト、カーボンブラック、有機溶剤等から構成された複合材料であり、各々の原材料ロット、ペースト混練時の製造条件等によりペーストの特性が変動されやすく、安定なセンサを量産製造するには厳密な管理が必要とされていた。

## 【 0 0 0 7 】

## 【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するために、本発明は、真空雰囲気下において、励起された気体を、基板表面に衝突させることで粗面にした後、導電性物質よりなる薄膜電極



を形成するようにしたものであり、この電極上に試薬層を設けてバイオセンサを得る場合に、従来のように表面研磨処理等の前処理が不要となるので製造コストを低減でき、さらに表面濡れ性が良好で高感度なバイオセンサを提供する。

## 【 0 0 0 8 】

## 【発明の実施の形態】

本発明の請求項 1 に記載の発明は、真空雰囲気下において、励起された気体を基板の表面に衝突させることで前記基板の表面を粗面にする工程の後に、粗面にした前記基板の表面上に導電性物質よりなる薄膜電極層を形成する工程とを含むことを特徴とする薄膜電極の形成方法であり、表面研磨処理等の前処理が不要で、かつ基板と電極層との密着性の高い薄膜電極を得ることができ、また、電極上に試薬を形成したときには、試薬との濡れ性が良く、また試薬と電極層との密着性もよいバイオセンサを構成することができる。

## 【 0 0 0 9 】

本発明の請求項 2 に記載の発明は、基板表面を粗面にする工程が、基板を真空槽内へ設置する工程と、真空槽を真空排気する工程と、気体を充填させる工程と、前記気体を励起しイオン化させ、前記基板に衝突させる工程を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の薄膜電極の形成方法であって、請求項 1 の方法をより具体化したものである。

## 【 0 0 1 0 】

本発明の請求項 3 に記載の発明は、基板が樹脂材よりなることを特徴とする請求項 1 に記載の薄膜電極の形成方法であり、基板に樹脂材を採用することにより粗面化処理がより容易となる。

## 【 0 0 1 1 】

本発明の請求項 4 に記載の発明は、真空槽を真空排気する工程が、真空度  $1 \times 10^{-1} \sim 3 \times 10^{-3}$  パスカルの範囲であることを特徴とする請求項 2 に記載の薄膜電極の形成方法であり、請求項 2 の方法をより具体化したものである。

## 【 0 0 1 2 】

本発明の請求項 5 に記載の発明は、気体が不活性ガスであることを特徴とする請求項 2 に記載の薄膜電極の形成方法であり、基板表面を変成させることなく、

表面の粗面化の処理を行うことができる。

【0013】

本発明の請求項6に記載の発明は、不活性ガスがアルゴン、ネオン、ヘリウム、クリプトン、キセノンの希ガスもしくは窒素であることを特徴とする請求項5に記載の薄膜電極の形成方法であり、前記不活性ガスの種類についてより具体化したものである。

【0014】

本発明の請求項7に記載の発明は、基板上に導電性物質よりなる薄膜電極層を形成する工程が、基板を真空槽内へ設置する工程と、真空槽を真空排気する工程と、気体を充填させる工程と、前記気体を励起しイオン化させ、導電性物質に衝突させることで、導電性物質の原子をたたき出し、前記基板上へ成膜する工程とを含むことを特徴とする請求項1から6のいずれかに記載の薄膜電極の形成方法であり、表面研磨処理等の前処理が不要で、基板との密着性の高い薄膜電極を得ることができる。そして、電極上に試薬を形成したときには、試薬との濡れ性が良く、また試薬と電極層との密着性もよいバイオセンサを構成することができる。

【0015】

本発明の請求項8に記載の発明は、基板上に導電性物質よりなる薄膜電極層を形成する工程が、基板を真空槽内へ配置する工程と、真空槽を真空排気する工程と、導電性物質を加熱し蒸発させ、その蒸気を前記基板上へ成膜する工程とを含むことを特徴とする請求項1から6のいずれかに記載の薄膜電極の形成方法であり、表面研磨処理等の前処理が不要で、基板との密着性の高い薄膜電極を得ることができる。そして、電極上に試薬を形成したときには、試薬との濡れ性が良く、また試薬と電極層との密着性もよいバイオセンサを構成することができる。

【0016】

本発明の請求項9に記載の発明は、真空槽を真空排気する過程が、真空度  $1 \times 10^{-1} \sim 3 \times 10^{-3}$  パスカルであることを特徴とする請求項7または8に記載の薄膜電極の形成方法であり、請求項7と8の方法をより具体化したものである。

【0017】

本発明の請求項 1 0 に記載の発明は、気体が不活性ガスであることを特徴とする請求項 7 または 8 に記載の薄膜電極の形成方法であり、請求項 7 と 8 について具体化したものである。

## 【 0 0 1 8 】

本発明の請求項 1 1 に記載の発明は、不活性ガスがアルゴン、ネオン、ヘリウム、クリプトン、キセノンの希ガスもしくは窒素であることを特徴とする請求項 1 0 に記載の薄膜電極の形成方法であり、請求項 1 0 の内容を具体化したものである。

## 【 0 0 1 9 】

本発明の請求項 1 2 に記載の発明は、基板表面を真空雰囲気下で励起された気体を衝突させることで粗面にする工程と、前記基板上に導電性物質よりなる薄膜電極層を形成する工程とが同一空間内で連続的に行われることを特徴とする請求項 1 から 1 1 のいずれかに記載の薄膜電極の形成方法であり、同一空間内で同時に 2 つの工程を行うことで製造工数の削減並びに生産タクトが向上するので、生産性の向上それに伴うコスト低減を実現するものである。

## 【 0 0 2 0 】

本発明の請求項 1 3 に記載の発明は、導電性物質が、貴金属もしくは炭素であることを特徴とする請求項 1 に記載の薄膜電極の形成方法であり、複合材料でなく単体材料を電極素材として用いることで、製造条件に左右され難く、材料ロット間差の少ない安定した電極の量産製造が可能となる。

## 【 0 0 2 1 】

本発明の請求項 1 4 に記載の発明は、薄膜電極の厚みが 5 ～ 1 0 0 n m の範囲であることを特徴とする請求項 1 に記載の薄膜電極の形成方法であり、電極の厚みを限りなく薄くすることで、生産タクトの向上並びに材料費の削減による電極低コスト化を可能とする作用を有する。

## 【 0 0 2 2 】

本発明の請求項 1 5 に記載の発明は、請求項 1 から 1 4 のいずれかの方法により形成された薄膜電極を備えるバイオセンサであって、前記薄膜電極上に試薬層を形成してなることを特徴とするバイオセンサであり、粗面に処理した基板表面

の凹凸の状態を薄膜の電極が反映することにより、電極と試薬との濡れ性および密着性が高まり、高性能なバイオセンサを実現することができる。またこのバイオセンサの電極を形成するにあたっては、上述の各請求項の作用、効果を有することになる。

## 【 0 0 2 3 】

本発明の請求項 1 6 に記載の発明は、試薬層が酵素を含むことを特徴とする請求項 1 5 に記載のバイオセンサである。

## 【 0 0 2 4 】

本発明の請求項 1 7 に記載の発明は、試薬層が電子伝達体を含むことを特徴とする請求項 1 6 に記載のバイオセンサである。

## 【 0 0 2 5 】

本発明の請求項 1 8 に記載の発明は、試薬層が水溶性高分子を含むことを特徴とする請求項 1 7 に記載のバイオセンサである。

## 【 0 0 2 6 】

## (実施の形態 1)

以下、本発明の実施の形態について図 1、2 を用いて説明する。

## 【 0 0 2 7 】

図 1 は、本発明で得られた薄膜電極及びその上に反応試薬層が展開されたバイオセンサの概略図であり、従来の図 7 の構成と最も大きく異なるところは、ポリエチレンテレフタレートやポリカーボネート等の絶縁性樹脂基板 1 の表面に、基板 1 と電極層 2 及び電極層 2 と反応試薬層 3 との密着性向上を実現する為の粗面化処理が施されている点である。そして電極層 2 を構成する材料が貴金属もしくは炭素からなる単体材料であり、また電極層 2 の厚みが 5 ～ 1 0 0 n m に制御されている点についても異なっている。

## 【 0 0 2 8 】

以下に、基板 1 表面の粗面化処理の具体的方法を示す。なお基板 1 の材料として好適なものは、ポリエチレンテレフタレート、ポリカーボネート、ポリブチレンテレフタレート、ポリアミド、ポリ塩化ビニル、ポリ塩化ビニリデン、ポリイミド、ナイロン等があげられる。基板 1 を真空槽内に

設置した後、一定の真空度 ( $1 \times 10^{-1} \sim 3 \times 10^{-3}$  パスカルの範囲であれば良い) まで真空排気する。その後、真空槽内に不活性ガスを充填し (充填後の真空度は  $0.1 \sim 10$  パスカルの範囲になる)、 $0.01 \sim 5$  KV 程度の高周波電圧を印加すると、不活性ガスが励起されイオン化し、基板 1 表面にたたきつけられる。このイオンは高い運動エネルギーを有しており、ごく短時間 ( $0.1 \sim 10$  秒程度) の高周波電圧印加で十分な表面粗面化の効果が得られる。また、前記高周波電圧印加以外にも直流電圧印加等でも同様の表面粗面化効果が得られる。

## 【0029】

尚、不活性ガスとしてはアルゴン、ネオン、ヘリウム、クリプトン、キセノンの希ガスの他にも窒素を用いることが出来る。また、酸素に代表される様な活性 (反応性) ガスを用いた場合にも、基板表面を粗面化することは可能であるが、基板表面に酸化被膜が形成され、電極特性並びにセンサ応答特性に悪影響を及ぼす可能性がある為あまり望ましくない。

## 【0030】

次に、粗面化処理が施された基板 1 表面に、導電性物質からなる薄膜電極層を形成する方法に関し具体的に示す。基板 1 表面の粗面化処理と同様に一定の真空度 ( $1 \times 10^{-1} \sim 3 \times 10^{-3}$  パスカルの範囲であれば良い) まで真空排気する。その後、真空槽内に不活性ガスを充填し (充填後の真空度は  $0.1 \sim 10$  パスカルの範囲になる)、 $0.01 \sim 5$  KV 程度の高周波電圧を印加することで、不活性ガスが励起されイオン化される。このイオン化された気体ガスを導電性材料からなるターゲット板に衝突させることで、導電性物質の原子を叩き出し、その原子を前記基板上に成膜させることで薄膜電極層が形成される。また、真空排気を行った後、導電性物質を加熱し蒸発させ、その蒸気を前記基板上へ成膜させることでも薄膜電極層を形成することは可能である。前述の代表的な工法はスパッタリング蒸着であり、後述の代表的なものとしては真空蒸着が挙げられる。

## 【0031】

ここでターゲット板を形成する導電性材料の材料としては、パラジウム、白金、金、ルテニウム等の貴金属や炭素等があげられ、これらの単体材料を電極素材

として用いることで、製造条件に左右され難く、材料ロット間差の少ない安定した電極の量産製造が可能となる。

#### 【0032】

また、基板表面粗面化処理工程と薄膜電極形成工程とを独立した空間で非連続的に行うことも可能ではあるが、図2に示すように、基板表面を粗面化する工程と薄膜電極を形成する工程とを同一空間内で連続的に行うことで製造工数の削減並びに生産タクトの向上による生産性の向上、それに伴うバイオセンサの低コスト化が実現できる。

#### 【0033】

このように、2つの工程を同一空間内で連続的に行う場合には、真空蒸着では困難であり高周波スパッタリング蒸着、バイアススパッタリング蒸着、非対称交流スパッタリング蒸着及びイオンプレーティング等が有効である。

#### 【0034】

また、電極層の厚みを限りなく薄くすることで、製造コストの低減が可能になることは言うまでもないが、基板の粗面を電極層表面の粗面としてにそのまま反映させることで、電極層2と酵素や電子伝達体等からなる反応試薬層3との密着性が飛躍的に向上するという効果も得られる。

#### 【0035】

ここで基板表面の粗面を電極層表面の粗面として反映するためには、電極層の厚みは100nm以下であることが必要であり、更に、高性能な薄膜電極並びにバイオセンサを提供するには電極層の厚みが5～50nmであることが望ましい。

#### 【0036】

##### 【実施例】

##### （実施例1）

ポリエチレンテレフタレートからなる絶縁性の基板1上に、13.56MHzの周波数を有する高周波電圧を100Wの出力で一定時間印加し粗面化処理を施した後、前記粗面化された基板上に前記同様の条件下にてパラジウムを約10nmの厚みで形成した貴金属薄膜電極を作製した。

## 【 0 0 3 7 】

図 4 は、高周波電圧の印加時間が 0 ～ 6 0 秒間（0 秒は粗面化処理を施していない状態）による粗面化処理による基板表面の濡れ指数（表面張力）の変化と電極層と基板との密着性を示したものであり、5 秒以上の印加により基板表面の粗面化が実現され表面濡れ性の向上並びに電極層と基板との密着性が高まったことを示すものである。尚、本実施例は高周波電圧 1 0 0 W での結果であり、高周波電圧の増加により更なる処理時間の短縮が可能である。

## 【 0 0 3 8 】

尚、ここでの密着性評価は J I S 5 6 0 0 - 5 - 1 0（塗料一般試験方法：塗膜の機械的性質：耐摩耗性）に準じて実施し、図中密着性の数値はパラジウム薄膜が摩滅し基板表面が剥き出しの状態になった時点迄のストローク往復回数で表しており、数値が大きいほど密着性が高いことを示す。

## 【 0 0 3 9 】

また、図 5 にはパラジウム薄膜の厚みと電極表面の濡れ指数（表面張力）との関係を示したものである。尚、ここでは、基板表面の粗面化処理条件が高周波電圧 1 0 0 W、印加時間 5 秒、また、パラジウム層の厚みを 5 ～ 1 0 0 0 n m の範囲で任意に調整したものを用いた。図 5 から明らかなようにパラジウム層の厚みが 5 ～ 5 0 n m 範囲では粗面化処理が施された基板表面の濡れ指数 5 4 d y n / c m をそのまま維持しており、1 0 0 n m までに 5 2 d y n / c m と若干の濡れ指数の低下が認められる。また、1 0 0 n m を超えると濡れ指数は 4 8 d y n / c m まで低下し、以降その数値にて安定する。これは、1 0 0 n m の厚みまでは、基板表面の粗面が電極表面の粗面を反映することを示し、1 0 0 n m を超えると電極材料自体（本実施例の場合はパラジウム）の濡れ性を反映することを示すものである。

## 【 0 0 4 0 】

次に、前記条件下で作製されたパラジウム層の厚みが 1 0 n m の薄膜電極上に、水溶性高分子であるカルボキシメチルセルロース、酵素であるグルコースオキシダーゼ（G O D）及び電子伝達体であるフェリシアン化カリウムを含む反応試薬層を形成した後、スペーサ及びカバーを展開した図 3 の様な血糖値測定用のバ

イオセンサを作製した。

【 0 0 4 1 】

図 6 は血中グルコース濃度 4 0 ～ 6 0 0 mg/dl に於けるセンサ感度を比較したものである。ここで言うセンサ感度とは、血液を毛細管内に吸引させた後、約 2 5 秒間反応試薬と血液中のグルコースとの反応を促進させた後、作用極と対極端子間に一定の電圧を印加し、その 5 秒後に得られた電流値である。尚、従来センサと本実施例センサとでは電極材料が異なるため、印加電圧は従来のカーボンペースト電極で 0 . 5 V、本実施例のパラジウム薄膜電極では 0 . 2 V とした。

【 0 0 4 2 】

また測定数は各々の濃度域でそれぞれ  $n = 1 0$  とした。図 6 から明らかなように電極表面への研磨処理や熱処理等を施していない本実施例のセンサ感度は、従来、センサ感度を高めるために必要とされていた研磨処理や熱処理等が施されたセンサに対して同等以上の感度を有することが確認された。

【 0 0 4 3 】

(表 1) には前記 1 0 回測定時の繰り返し精度 (C V 値) を比較したものであり、従来センサが研磨処理バラツキ等による C V 値の悪化が顕著に認められているのに対し、本実施例センサに於いてはセンサ個々のバラツキが軽減された優れた精度を有することが確認された。

【 0 0 4 4 】

【表 1】

グルコース濃度	従来センサ	実施例センサ
40mg/dl	15.25%	3.89%
82mg/dl	6.15%	2.87%
165mg/dl	3.89%	2.43%
248mg/dl	3.24%	1.80%
485mg/dl	3.79%	2.16%
600mg/dl	3.28%	1.65%

【 0 0 4 5 】



【発明の効果】

以上のように本発明によれば、基板表面を真空雰囲気下で励起された気体を衝突させることで粗面にした後、導電性物質よりなる薄膜電極層を形成することで、表面研磨処理等の前処理不要な表面濡れ性の良好な且つ高感度な薄膜電極を形成でき、また、前記薄膜電極上に試薬層を展開することで、高性能且つ安価なバイオセンサを作製することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の一実施の形態におけるバイオセンサの概略構成を示す断面図

【図 2】

同形態における薄膜電極の形成工程を示す概略構成図

【図 3】

本発明の一実施の形態におけるバイオセンサを示す分解斜視図

【図 4】

本発明の一実施例における基板表面の濡れ指数の変化と電極層と基板との密着性を示すグラフ

【図 5】

本発明の一実施例における基板表面の濡れ指数の変化と電極層と基板との密着性を示すグラフ

【図 6】

本発明の一実施例に於けるセンサ全血感度を比較したグラフ

【図 7】

従来のバイオセンサの概略構成を示す断面図

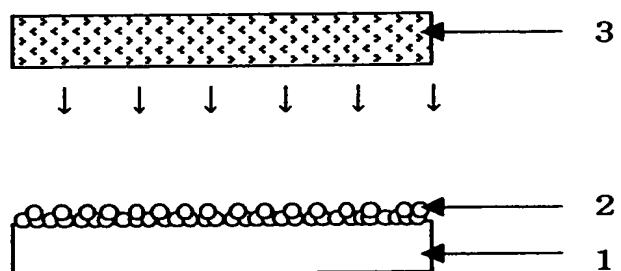
【符号の説明】

- 1 基板
- 2 電極層
- 3 反応試薬層
- 4 真空槽
- 5 (基板) 送り出しロール

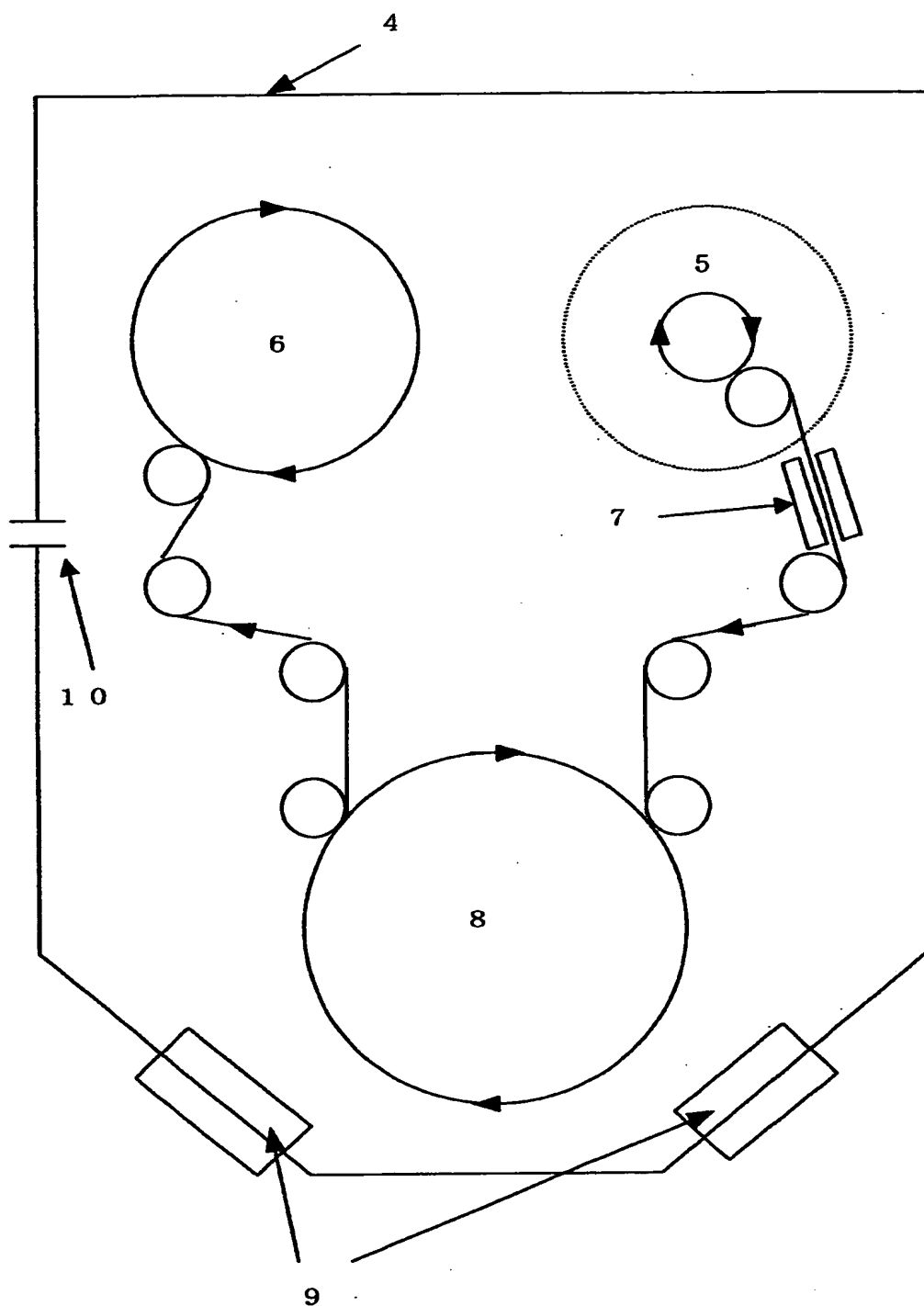
- 6 (基板) 巻き取りロール
- 7 粗面化处理用電極
- 8 冷却ローラ
- 9 陰極／ターゲット
- 1 0 ガス導入口
- 1 1 測定極
- 1 2 対極
- 1 3 スペーサ
- 1 4 カバー
- 1 5 測定極端子
- 1 6 対極端子

【書類名】 図面

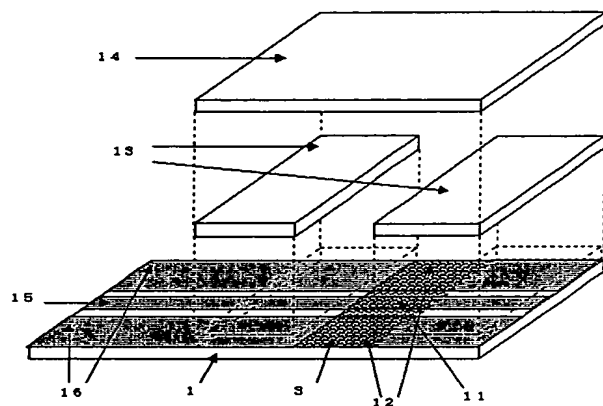
【図 1】



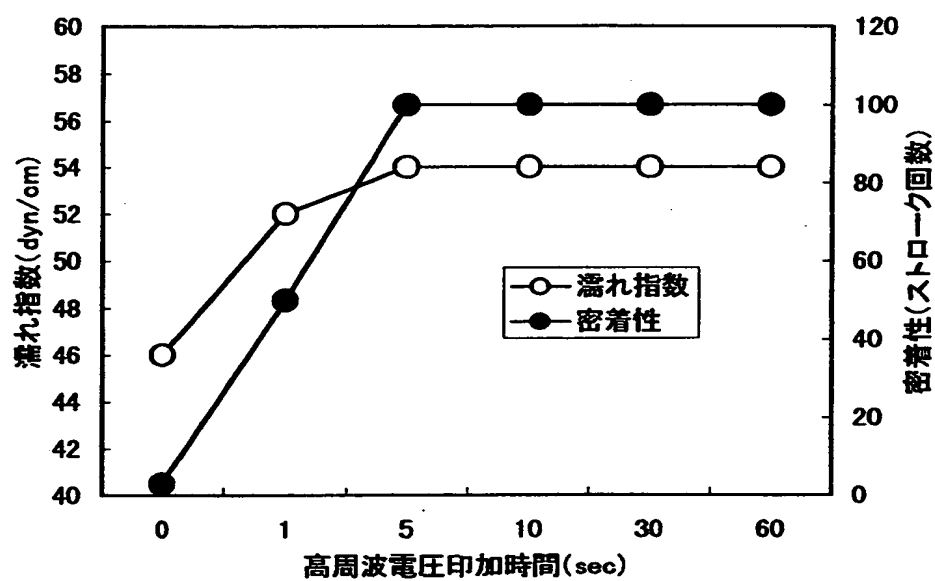
【図 2】



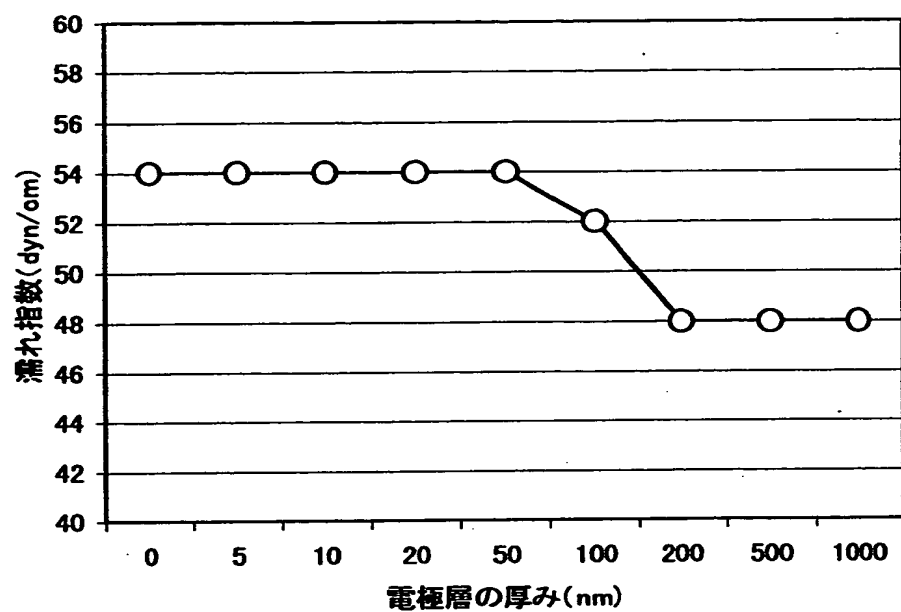
【図 3】



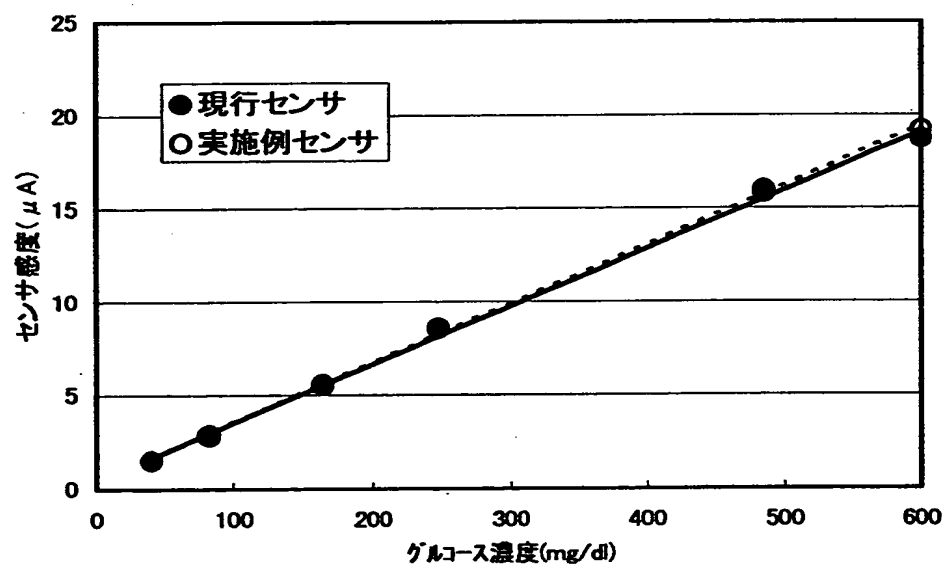
【図 4】



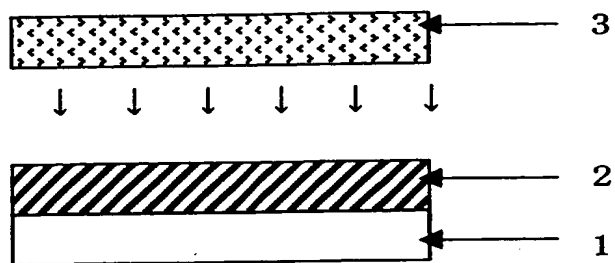
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 高感度の薄膜電極及び高性能で安価なバイオセンサを提供する。

【解決手段】 基板表面を真空雰囲気下で励起された気体を衝突させることで粗面にした後、導電性物質よりなる薄膜電極層を形成することで、表面研磨処理等の前処理不要な表面濡れ性の良好な且つ高感度な薄膜電極を、また、前記薄膜電極上に試薬層を展開することで、高性能且つ安価なバイオセンサを作製する。

【選択図】 図1



出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [0 0 0 0 0 5 8 2 1]

1. 変更年月日	1 9 9 0 年 8 月 2 8 日
[変更理由]	新規登録
住 所	大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地
氏 名	松下電器産業株式会社

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**